

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-065691

(43)Date of publication of application : 05.03.2002

(51)Int.Cl.

A61B 18/12
A61B 18/14

(21)Application number : 2000-263860

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 31.08.2000

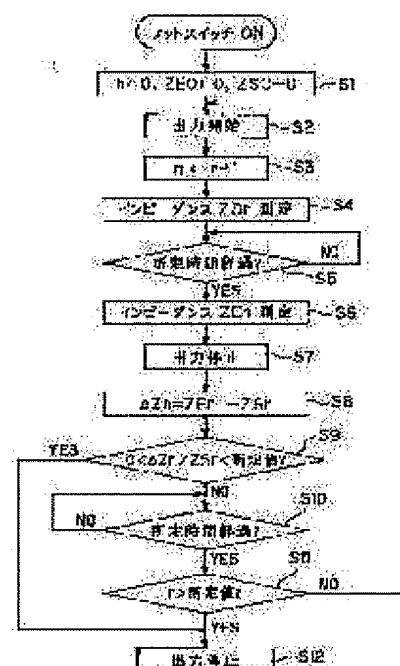
(72)Inventor : HARANO KENJI
OYAMA MASAHIDE
HIJII KAZUYA
HATTA SHINJI
YAMAUCHI KOJI

(54) ELECTRIC OPERATION EQUIPMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an electric operation equipment which can prevent tissue from being carbonizing, reduce tissue's adhesion to an electrode, and take a measure to coagulate securely.

SOLUTION: When a foot switch is turned on and a high-frequency current is generated, the tissue's impedance Z_{Sn} just after start of current generation at generation frequency (n) is measured. After a prescribed time elapsed, the impedance Z_{En} just before generation stoppage is measured. Generation is stopped temporarily during the prescribed time and the impedance difference ΔZ_n is found. By a prescribed condition to cope with coagulation satisfied by this value or by stopping the generation of a high-frequency current when generating frequency reaches a prescribed frequency, the electric operation equipment can prevent the temperature from rising to the tissue's adhesion temperature, extend the time of turning on electricity to enhance coagulation function and to coagulate securely.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-65691

(P2002-65691A)

(43) 公開日 平成14年3月5日 (2002.3.5)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テーマコード* (参考)

A 6 1 B 18/12

A 6 1 B 17/39

3 1 0

4 C 0 6 0

18/14

3 1 1

3 2 0

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2000-263860 (P2000-263860)

(22) 出願日 平成12年8月31日 (2000.8.31)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 原野 健二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 大山 雅英

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

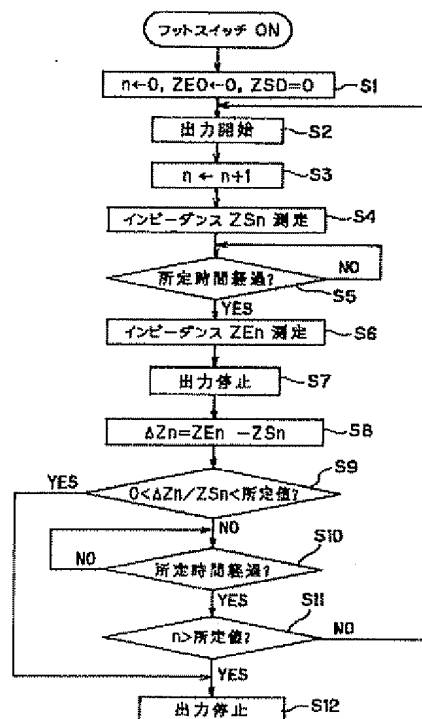
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気手術装置

(57) 【要約】

【課題】 組織の炭化を防止し、組織の電極への付着を軽減して確実に凝固処置を行うことができる電気手術装置を提供する。

【解決手段】 フットスイッチをONして高周波電流を出力する場合、出力回数 n での出力開始直後の組織のインピーダンス $Z S n$ を測定し、所定時間経過後の出力停止直前のインピーダンス $Z E n$ を測定して、所定時間出力を一時停止し、インピーダンス差 $\Delta Z n$ を求め、この値が凝固に対応する所定の条件を満たすか、出力回数が所定回数に達したら高周波電流の出力停止をすることにより、組織が付着する温度にまで上昇するのを防止しつつ、通電時間を増大して凝固機能をアップし、確実に凝固可能にした。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、
前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、
前記高周波電流の出力を可変させるように前記出力変更手段を制御する制御手段と、
を有し、手術具に前記高周波電流を供給する電気手術装置において、
前記制御手段は、高周波電流が出力／一時停止を繰り返す様に出力変更手段を制御することを特徴とする電気手術装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、電気手術装置、更に詳しくは高周波電流の出力制御部分に特徴のある電気手術装置に関する。

【0002】

【従来の技術】一般に、電気メス等の電気手術装置は、外科手術あるいは内科手術で生体組織の切開や凝固、止血等の処置を行う際に用いられる。この様に電気手術装置には、高周波焼灼電源と、この高周波焼灼電源に接続される処置具が設けられており、処置具を患者に接触させて高周波焼灼電源から高周波電流を供給することで上記処置を行う。

【0003】生体組織に高周波電力を投与すると、加熱により組織はタンパク変性し、その後組織内の水分が蒸発することで乾燥して行く。この過程で組織は凝固される。組織が乾燥した後も高周波電流を投与しつづけると、組織の炭化が発生し、組織の電極への付着が生じる。組織の電極への付着を防止するには、乾燥が発生した時点で高周波電流の供給を停止するべきである。

【0004】図 18 に示したように、生体組織に高周波電力を投与すると、組織温度は組織の変性、乾燥に伴い徐々に上昇してゆく。一方組織インピーダンスは、一旦減少した後に組織の乾燥に伴い急激に上昇する。従来は、組織インピーダンスまたは組織温度から乾燥が生じたことが分かった時点で、高周波出力を停止する等の制御を行っていた。

【0005】上述した電気手術装置は従来より種々提案されており、例えば特開平 8-98845 号公報では、凝固する組織の炭化を防止し、組織の電極への付着を防止するため、凝固の終了を組織インピーダンスより判定し、高周波出力を停止する技術が示されている。また、特開平 10-225462 号公報の電気手術装置では、特開平 8-98845 号公報と同様の目的を達成するための高周波出力を低下させる技術が示されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】上記特開平 8-98845 号公報の電気手術装置では、凝固する組織の体積が極端に大きい場合、十分な凝固力を得るために出力を上

げる必要があり、完全に組織の炭化を防止、組織の電極への付着を防止することが困難であった。

【0007】（発明の目的）本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、組織の炭化を防止し、組織の電極への付着を軽減して確実に凝固処置を行うことができる電気手術装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の電気手術装置では、高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、前記高周波電流の出力を可変させるように前記出力変更手段を制御する制御手段と、を有し、手術具に前記高周波電流を供給する電気手術装置において、前記制御手段は、高周波電流が出力／一時停止を繰り返す様に出力変更手段を制御することにより、組織を炭化が発生しない温度範囲に保ちつつ、繰り返し高周波電力を投与できるので、確実に凝固を行いつつ組織の炭化を防止し、組織の電極への付着を軽減できるようにしている。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第 1 の実施の形態）図 1 ないし図 12 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態の高周波焼灼装置の全体構成を示し、図 2 は高周波焼灼電源装置の構成を示し、図 3 は出力トランスの構成を示し、図 4 は出力トランスを構成する各トランスの特性を示し、図 5 は本実施の形態における高周波焼灼処置する場合の高周波電力を繰り返し供給する場合の出力／一時停止の波形、組織温度及び組織インピーダンスの変化の様子を示し、図 6 は本実施の形態における制御回路による制御の流れを示し、図 7 は図 6 に示すように高周波電力を断続的に供給した場合の波形と組織インピーダンスの変化の様子を示し、図 8 は第 1 変形例による高周波焼灼電源装置の作用の説明図を示し、図 9 は第 2 変形例による高周波焼灼電源装置の作用の説明図を示し、図 10 は第 1 変形例の高周波焼灼電源装置の構成を示し、図 11 は第 2 変形例の高周波焼灼電源装置の構成を示し、図 12 は第 3 変形例による高周波焼灼電源装置の作用の説明図である。

【0010】図 1 に示すように、本発明の電気手術装置としての第 1 の実施の形態の高周波焼灼装置 1 は、高周波焼灼電力を供給する高周波焼灼電源装置 2 を備え、この高周波焼灼電源装置 2 は先端に電極 3 を設けた接続ケーブル 4 とコネクタ部 5 で接続され、電極 3 を介してベッド 6 に載置される患者 7 に治療のための高周波焼灼電力を供給して治療処置（手術処置）を行えるようにしている。また、高周波焼灼電源装置 2 には、高周波焼灼電力の ON/OFF の制御操作を行う例えばフットスイッチ 8 が接続されている。なお、電極 3 としては、単極、多極いずれの電極を用いても良い。

【0011】図2に示すように、高周波焼灼電源装置2は、図示しない商用電源と接続され、直流電源に変換してこの直流電源を供給する直流電源回路11と、直流電源回路11からの直流電源により駆動し、高周波で発振して処置用の高周波電力（高周波電流）を発生する高周波発生回路12と、高周波発生回路12に対して出力される高周波電流の波形生成を指示する波形回路13と、高周波発生回路12からの高周波電流を電極3に出力する出力トランス14と、出力トランス14より出力される出力電流を検出する電流センサ15aと、出力トランス14より出力される出力電圧を検出する電圧センサ15bと、電流センサ15a及び電圧センサ15bにより検出された電流値及び電圧値をA/D変換するA/D変換回路16と、A/D変換機16からのデジタル化された電流データに基づいて直流電源回路11への電源のON/OFF及び波形回路13の波形生成の指示を制御する制御回路17とを備えて構成される。

【0012】そして、接続ケーブル4をコネクタ部5に接続し、電極3で患者7の生体組織18等に対して高周波焼灼処置を行えるようにしている。ここで、出力トランス14は図3に示すような構成である。図3に示すように、最大出力が出るインピーダンスがそれぞれ異なる3つのトランスT1、T2、T3と、これらから1つのトランスの1次側端子を高周波発生回路に、そして2次側端子を組織側に選択して接続されるように連動して切り替えるための切り替え器19a、19bとを有する。

【0013】図4はこれら3つのトランスT1、T2、T3の特性を示し、最大出力が出るインピーダンスがそれぞれ異なる。図4では最大出力が出るインピーダンス（ピークインピーダンス）が低い順からT1、T2、T3となっている。

【0014】そして、電極3で患者7の生体組織18を把持した際のインピーダンス値より小さいインピーダンス値で最大出力が出るトランスが使用されるように選択する。

【0015】つまり、出力中の組織インピーダンスに応じて最大出力が出るインピーダンスが組織インピーダンスより小さくなるようにトランスを選択し、高周波発生回路12から選択されたトランスを経て生体組織18側に出力されるように2つの切り替え器19a、19bが制御回路17により制御される。

【0016】なお、図4に示し鉗子インピーダンスは鉗子で組織を把持した時の初期インピーダンスで、高周波を出力して組織が凝固されるとそのインピーダンスが上昇する。図4の初期インピーダンスの場合には、トランスT1が選択使用されることになる。

【0017】本実施の形態では、制御回路17は図5に示すように（高周波）電力を断続的に生体組織側に供給するように制御することが特徴となっている。

【0018】一般に、生体組織に高周波電力を投与する

と、加熱により組織はタンパク変性し、その後組織内の水分が蒸発することで乾燥して行く。この過程で組織は凝固される。組織が乾燥した後も高周波電力を投与しつづけると、組織の炭化が発生し、組織の電極への付着が生じる。組織の電極への付着を防止するには、乾燥が発生した時点で高周波電力の供給を停止するべきである。

【0019】図18に示すように、生体組織に高周波電力を投与すると、組織温度は組織の変性、乾燥に伴い徐々に上昇してゆく。一方組織インピーダンスは、一旦減少した後に組織の乾燥に伴い急激に上昇する。従来は、組織インピーダンスまたは組織温度から乾燥が生じたことが分かった時点で、高周波出力を停止する等の制御を行っていた。

【0020】これに対し、本実施の形態では高周波電力の供給を図5に示したように断続的に行うと、一旦上昇した組織インピーダンス、組織温度は、高周波電力の停止に伴い低下する。ここで再度高周波電力を供給すると、再び組織インピーダンス、組織温度は上昇する。この過程を繰り返すことにより、組織の状態を変性、乾燥の状態に止めて、（連続的に高周波電力を供給した場合に起こり得る）温度上昇による炭化や付着を防止しながら、多くの高周波電力が投入できる。この結果、前述の従来の方法に比較し、より広範囲の組織を凝固することが可能となる。

【0021】この様に高周波電力の供給を断続的に行い凝固が広範囲に及ぶと、各出力での組織インピーダンス、組織温度は、一回前の出力での値に比べ上昇して行く。また、各出力での組織インピーダンス、組織温度が上昇する速度は、一回前の出力での値に比べ速くなって行く。各停止での組織インピーダンス、組織温度が低下する速度も、同様に早くなって行く。この性質より、凝固範囲がどの程度が広がったか、判断することが可能になる。

【0022】以上の生体組織の性質を利用した、本実施の形態の作用について説明する。高周波焼灼電源装置2の制御回路17は、フットスイッチ8が踏まれると、図6に示すフローチャートに従って制御を開始する。

【0023】フットスイッチ8が踏まれると、制御回路17はステップS1で出力回数（焼灼回数）n、（高周波電流）出力中の組織のインピーダンスZ E0、Z S0を0に設定する。次にステップS2で高周波出力を開始し、ステップS3で焼灼回数nを1つカウントアップする（n=1となる）。

【0024】ステップS4で電流センサ15a、電圧センサ15bの信号をA/Dコンバータ16を介して取り込み、これから第n回目の出力開始直後のインピーダンスZ S n（この場合n=1）を測定する。つまり、電圧センサ15bの信号の電圧値を電流センサ15aの信号の電流値で除算する計算を行い、インピーダンスZ S1を算出して、その値を記憶する。その後ステップS5で

10

20

30

40

50

予め定められた時間まで出力を行ったか否かを判断し、所定時間経過するのを待つ。

【0025】所定時間に達した場合は、ステップS6でステップS4同様に電流センサ15a及び電圧センサ15bの出力信号から第n回目の出力停止直前のインピーダンス Z_{En} （ここでは Z_{E1} ）を計算し、記憶し、ステップS7で出力を停止する。

【0026】次のステップS8で $Z_{En}-Z_{Sn}$ （この場合 $Z_{E1}-Z_{S1}$ ）を ΔZ_n （ $n=1$ ）として記憶する。組織インピーダンスの変化と ΔZ_1 を図7に示す。

【0027】ステップS9では、 $\Delta Z_1/Z_{S1}$ が予め定められた値（凝固完了に相当する値）より小さく、かつ負の値ではないかを判断し、上記条件を満足する場合はステップS12で出力/停止の繰り返しを停止（出力停止）して終了する。これにより、生体組織の所望の範囲が凝固された時点で、高周波出力を停止できる。

【0028】またステップS9で $\Delta Z_1/Z_{S1}$ が条件を満足しない場合、ステップS10で出力休止時間が所定の時間に達したか否かを判断する。更にステップS11で出力回数nが予め定められた所定値の回数より大きいか判断し、大きい場合ステップS11で出力/停止の繰り返しを終了する。これにより、正確に検知が行えない場合、高周波出力を停止できる。出力回数nが予め定められた回数に達していない場合、ステップS2に戻り、同様のステップを繰り返す。

【0029】尚、ステップS5で示した出力時間、ステップS10で示した停止時間、ステップS11で示した出力回数nの上限は、ユーザが所望の凝固状態に合わせて設定可能としても良く、また組織インピーダンス、組織温度によって変化させてもよい。

【0030】図6では ΔZ_n を $Z_{En}-Z_{Sn}$ として定義して、1回の高周波出力の中でZSとZEを測定し、その差 ΔZ を具体的には図7に示すように求めるようにしたが、 ΔZ_n を $Z_{En}-Z_{Sn+1}$ と定義し、図8に示すように高周波出力停止時の Z_{En} と、その後一時停止期間後の出力開始時の Z_{Sn+1} を測定し、その差 $\Delta Z=Z_{En}-Z_{Sn+1}$ 、または ΔZ を出力時間で割った値が予め定められた値より大きくなった場合に出力/停止の繰り返しを終了するかを判断するようにしてもよい。

【0031】また、図9に示すように、例えば、組織のインピーダンスが $11k\Omega$ など所定の値 Z_{th} に達した場合に出力・停止の繰り返しを終了しても良い。また、ZSの代わりに、インピーダンスの最小値 Z_{min} 、最大値 Z_{max} を用い $\Delta Z=Z_{max}-Z_{min}$ として良い。

【0032】また、図10に示す高周波焼灼電源装置2Bに示すように、図2の高周波焼灼電源装置2において、さらに直流電源回路21とこの直流電源回路21から

ら動作電源が供給される検知用高周波発生回路22を追加し、この検知用高周波発生回路22からの検知用高周波を出力トランス14に出力して組織インピーダンスを測定するとより正確な制御を行うことが出来る。

【0033】この場合、組織インピーダンスの測定は、処置用の高周波電力が停止している間に行うのがノイズの影響を軽減でき好ましい。このため、直流電源回路11及び21の電源出力のON/OFFを制御回路17から制御しても良い。

10 【0034】図11に示す高周波焼灼電源装置2Cに示すように、図2の高周波焼灼電源装置2において、さらに、温度センサ23を例えば電極3に設け、組織温度が、図12に示すように、 120°C などの所定の温度値 T_{th} に達した場合に出力/停止の繰り返しを終了してもよい。

【0035】本実施の形態では、繰り返し回数nに上限を設けたが、更に下限に設けてもよい。また、 $\Delta Z/Z_S$ の値を基に組織の凝固状態を判定し、図示しない表示パネルとモニタ画面に表示しても良い。

20 【0036】本実施の形態は以下の効果を有する。この様に本実施の形態の形態では高周波電流の出力/停止を繰り返すことにより、組織の温度を炭化が発生しない範囲に保ちつつ繰り返し高周波電流を投与できるので、確実に凝固を行い、炭化、組織の電極への付着を防止できる。

【0037】（第2の実施の形態）図13～図17に本発明による第2の実施の形態を示す。図13は高周波焼灼電源装置2Dの構成を示す構成図、図14は図13の高周波焼灼電源装置2Dの作用を説明する第1の説明図、図15は高周波焼灼電源装置2Dの作用を説明する第2の説明図、図16は図13の高周波焼灼電源装置2Dの作用を説明する第3の説明図、図17は高周波焼灼電源装置2Dの作用を説明する第4の説明図である。

【0038】第2の実施の形態は、第1の実施の形態の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付け説明は省略する。

30 【0039】図13に示すように本実施の形態における高周波焼灼電源装置2Dでは、出力トランスから出力される高周波電流を測定する電流センサ15aのみで出力を測定する。なお、図13では2つの電流センサ15aを採用しているが、1つでも良い。

【0040】次に本実施の形態の作用を説明する。第1の実施の形態で述べたように、組織の凝固が進むと、組織インピーダンスはそれに伴い変化する。組織インピーダンスが大きくなると高周波電流は減少するため、高周波電流は図14に示した様に組織インピーダンスと逆の挙動を示す。

【0041】高周波電流の供給を図15に示したように断続的に行うと、各出力で高周波電流は減少して行くが、高周波電力の供給停止後再度出力を行うと、再び大

きい高周波電流を流すことが可能になる。

【0042】更に、この様に高周波電力の供給を断続的に行い凝固が広範囲に及ぶと、各出力での高周波電流は一回前の出力での値に比べ低下して行く。また、各出力での高周波電流が低下する速度は、一回前の出力での値に比べて水分の減少によってより速くなって行く。この性質より、凝固範囲がどの程度広がったか、判断することが可能になる。

【0043】図16、17に示すように、各停止期間で組織を加熱しない程度の微弱な高周波電流を流すと、この微弱な高周波電流は停止期間中徐々に増加する。凝固が広範囲に及ぶと、この微弱な高周波電流の値は、一回前の停止期間に比較し低い値となる。また、その増加の速度は、一回前の停止期間での値に比べ速くなる。この性質からも、凝固範囲がどの程度広がったか判断することが可能になる。

【0044】以上の生体組織の性質を利用した、本実施の形態の作用について説明する。フットスイッチ8が踏まされると、第1の実施の形態で出力/停止を繰り返した代わりに、制御回路17は設定に従った第1の出力と、それにより小さい第2の出力を図16に示すように交互に出力する。

【0045】第1の実施の形態では任意の出力の組織インピーダンスの初期値ZS、その回の出力最終値ZEを測定して ΔZ を求めた（また、その変形例では初期値ZS、その1回前の出力最終値ZEを測定して ΔZ を求めた）代わりに、本実施の形態では、任意の第2の出力での高周波電流の初期値ISと最終値IEを測定し、その差 $\Delta I = IE - IS$ を用いて $\Delta I / IE < \text{所定値}$ の条件を満たした場合に第1の出力と第2の出力の繰り返しの終了を判断する。

【0046】尚、第1の実施の形態と同様に、出力時間、停止時間、出力回数nの上限は、ユーザが所望の凝固状態に合わせて設定可能としても良く、また高周波電流値、組織温度によって変化させてもよい。

【0047】本実施の形態では、図17に示すように、任意の第2の出力での高周波電流の初期値IS、その一回前の第2の出力での高周波電流の最終値IEより $\Delta I = IE - IS$ を計算し、 $\Delta I / IS$ またはその変化率が予め定められた値を超えた場合に、第1の出力と第2の出力の繰り返しの終了するか判断しても良い。また、例えば、高周波電流が150mAなどの所定の値を下回った場合に第1の出力と第2の出力の繰り返しの終了するか判断してもよい。

【0048】第2の高周波電流が小さく測定が難しい場合には、より大きい値を示す第1の出力のISとIEを用いて、第1の出力第2の出力の繰り返しの終了を判断しても良い。

【0049】第1の実施の形態と同様に、検知用高周波発生回路22、そのための直流電源回路21を追加し、

高周波電流を測定するとより正確な制御を行うことが出来る。この場合、組織インピーダンスの測定は、第2の出力の際に行うのがノイズの影響を軽減でき好ましい。

【0050】また、第1の実施の形態と同様に、図示しない温度センサを追加し、組織温度が、図12に示すように、120度などの所定の値に達した場合に第1の出力と第2の出力の繰り返しを終了しても良い。第1の実施の形態と同様に、繰り返し回数nに上限、下限を設けても良い。

10 【0051】本実施の形態は以下の効果を有する。この様に本実施の形態の形態では高周波電流の出力/停止を繰り返すことにより、組織の温度を炭化が発生しない範囲に保ちつつ繰り返し高周波電流を投与できるので、確実に凝固を行い、炭化、組織の電極への付着を防止できる。更に、本実施の形態では、電流センサーのみで制御を行うので、装置の構成が複雑にならず、安価に実現できる。

20 【0052】また、設定より小さい高周波電流を出力している際に測定を行うため、電流センサーが高周波電流によるノイズの影響を受け難く正確に制御を行うことが出来る。

【0053】〔付記〕0. 高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、前記高周波電流の出力を可変させるように前記出力変更手段を制御する制御手段と、を有し、手術具に前記高周波電流を供給する電気手術装置において、前記制御手段は、高周波電流が出力/一時停止を繰り返す様に出力変更手段を制御することを特徴とする電気手術装置。

30 【0054】1. 繰り返し終了判断手段を備え、制御手段は、前記繰り返し終了手段からの情報により高周波電流の出力/一時停止の繰り返しの終了し、高周波電流を停止するように出力変更手段を制御することを特徴とする付記0の電気手術装置。

【0055】2. 凝固状態判断手段を備え、繰り返し終了判断手段が、凝固状態判断手段からの情報で繰り返し終了を決定する付記1の電気手術装置。

3. 凝固状態判断手段を備え、凝固状態判断手段からの情報を表示する付記1の電気手術装置。

40 4. 凝固状態判断手段が、生体情報を基に凝固状態を判断する付記2、3の電気手術装置。

【0056】5. 凝固状態判断手段が、繰り返し回数を基に凝固状態を判断する付記2、3の電気手術装置。

6. 凝固状態判断手段が、繰り返し回数と生体情報を基に組織の凝固状態を判断する付記2、3の電気手術装置。

7. 高周波電流の出力中に、生体情報を取得する付記4、6の電気手術装置。

50 【0057】8. 高周波電流の停止中に、生体情報を取得する付記4、6の電気手術装置。

9. 生体情報が、生体組織の電気パラメータであることを特徴とした付記4、6、7、8の電気手術装置。

10. 生体情報が、生体組織の温度であることを特徴とした付記4、6、7、8の電気手術装置。

【0058】11. 生体組織の電気パラメータを処置用の高周波電流により測定する付記9の電気手術装置。

12. 生体組織の電気パラメータを処置用の高周波電流とは別の検知用電流で測定することを特徴とした付記9の電気手術装置。

13. 生体組織の電気パラメータはインピーダンスであることを特徴とした付記9、11、12の電気手術装置。

【0059】14. 生体組織の電気パラメータは電流であることを特徴とした付記9、11、12の電気手術装置。

15. 各回の出力時または出力停止時の生体情報を基に、凝固状態の判断を行う付記4、6～14の電気手術装置。

16. 生体情報が、予め定められた閾値により大きくなる、あるいは小さくなった場合に、凝固状態の判断を行う付記15の電気手術装置。

【0060】17. 各出力また各出力停止時の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを基に、凝固状態の判断を行う付記15の電気手術装置。

18. 各出力または各出力停止時の生体情報の初期値を基に、凝固状態の判断を行う付記15の電気手術装置。

19. 複数回の各出力停止時の生体情報を基に、凝固状態の判断を行う付記4、6～14の電気手術装置。

【0061】20. 各出力また各出力停止時の生体情報と、一回目の各出力または各出力停止時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記19の電気手術装置。

21. 各出力また各出力停止時の生体情報を最大値と最小値の少なくとも一つと、一回目の各出力または各出力停止時の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記19の電気手術装置。

22. 各出力の出力開始時と停止時の少なくとも一方の生体情報と、一回目の出力の出力開始時と停止時の少なくとも一方の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記19の電気手術装置。

【0062】23. 各出力また各出力停止時の生体情報と、一回前の出力また出力停止時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴した付記19の電気手術装置。

24. 各出力また各出力停止時の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つと、一回前の出力また出力停止時出力の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記23の電気手術装置。

25. 各出力開始時と停止時の少なくとも一方の生体情報と、一回目の出力の出力開始時と停止時の少なくとも一方の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記23の電気手術装置。

【0063】26. 各出力の出力開始時の生体情報と、一回前の出力の出力停止時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記25の電気手術装置。

27. 高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、前記高周波電流の出力を可変させるように前記出力変更手段を制御する制御手段と、を有し、手術具に前記高周波電流を供給する電気手術装置において、前記制御手段は、第一の出力と、前記第一の出力より小さい第二の出力を、交互に出力する様に前記出力変更手段を制御することを特徴とする電気手術装置。

【0064】28. 第二の出力が、実質的に組織の温度上昇を起こさない程度の出力である付記27の電気手術装置。

【0065】29. 繰り返し終了手段を備え、制御手段は、前記繰り返し終了判断からの情報により高周波電流の第一の出力と第二の出力の繰り返し終了し、第二の出力のみ出力する様に出力変更手段を制御することを特徴とした付記28の電気手術装置。

30. 凝固状態判断手段を備え、繰り返し終了判断手段が、凝固状態判断手段からの情報で繰り返し終了を決定する付記29の電気手術装置。

31. 凝固状態判断手段を備え、凝固状態判断手段からの情報を表示する付記28の電気手術装置。

【0066】32. 凝固状態判断手段が、生体情報を基に凝固状態を判断する付記30、31の電気手術装置。

33. 凝固状態判断手段が、繰り返し回数を基に組織の凝固状態を判断する付記30、31の電気手術装置。

34. 凝固状態判断手段が、繰り返し回数と生体情報を基に組織の凝固状態を判断する付記30、31の電気手術装置。

【0067】35. 第一の高周波電流出力中に、生体情報を取得する付記32、34の電気手術装置。

36. 第二の高周波電流出力中に、生体情報を取得する付記32、34の電気手術装置。

37. 生体情報が、生体組織の電気パラメータであることを特徴とした付記32、34、35、36の電気手術装置。

【0068】38. 生体情報が、生体組織の温度であることを特徴とする付記32、34、35、36の電気手術装置。

39. 生体組織の電気パラメータを処置用の高周波電流により測定する付記37の電気手術装置。

40. 生体組織の電気パラメータを処置用の高周波電流とは別の検知用電流で測定することを特徴とした付記3

7の電気手術装置。

【0069】41. 生体組織の電気パラメータはインピーダンスであることを特徴とした付記37、39、40の電気手術装置。

42. 生体組織の電気パラメータは電流であることを特徴とした付記37、39、40の電気手術装置。

43. 各回の第一または第二の出力中での生体情報を基に、凝固状態の判断を行う付記32、34～42の電気手術装置。

【0070】44. 生体情報が、予め定められた閾値より大きくなる、あるいは小さくなった場合に、凝固状態の判断を行う付記43の電気手術装置。

45. 第一または第二の出力中での生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを基に、凝固状態の判断を行う付記46の電気手術装置。

46. 第一または第二の出力での生体情報の初期値を基に、凝固状態の判断を行う付記43の電気手術装置。

【0071】47. 複数回の第一または第二の出力中での生体情報を基に、凝固状態の判断を行う付記32、34～42の電気手術装置。

48. 第一または第二の出力情報と、一回目の第一または第二の出力時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記47の電気手術装置。

49. 第一または第二の出力の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つと、一回目の第一または第二の出力の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記48の電気手術装置。

【0072】50. 第一または第二の出力の出力開始時と停止時の少なくとも一方の生体情報と、一回目の第一または第二の出力開始時と停止時の少なくとも一方の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記48の電気手術装置。

51. 第一または第二の出力時の生体情報と、一回目の第一または第二の出力時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした吹き47の電気手術装置。

52. 第一または第二の出力の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つと、一回目の第一または第二の出力の生体情報を最大値と最小値の少なくとも一つを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記51の電気手術装置。

【0073】53. 第一または第二の出力の出力開始時と停止時の少なくとも一方の生体情報と、一回前の第一または第二の出力開始時と停止時の少なくとも一方の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記51の電気手術装置。

54. 第一または第二の出力の出力開始時の生体情報と、一回前の第一または第二の出力の出力停止時の生体

情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記51の電気手術装置。

55. 複数の異なる負荷特性を作り出す、負荷特性変更手段を有した、付記0、付記1～54の電気手術装置。

【0074】56. 生体情報により、負荷特性変更手段が負荷特性を変更する付記55の電気手術装置。

57. 生体情報が生体組織のインピーダンス値であり、その値より低いインピーダンスで最大出力を出力する様に負荷特性変更手段が負荷特性を変更する付記56の電気手術装置。

58. 高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流を変化させて出力することが可能な高周波電流出力手段と、前記高周波電流を第1の出力値で出力し、第1の条件に達すると第2の出力値で出力し、第2の条件に達すると第1の出力値で出力するようにして、前記第1の出力値と第2の出力値の高周波電流を繰り返し出力するように前記高周波電流出力手段を制御する制御手段と、を備えたことを特徴とする電気手術装置。

【0075】

20 【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、前記高周波電流の出力を可変させるように前記出力変更手段を制御する制御手段と、を有し、手術具に前記高周波電流を供給する電気手術装置において、前記制御手段は、高周波電流が出力／一時停止を繰り返す様に出力変更手段を制御するようにしているので、組織を炭化が発生しない温度範囲に保ちつつ、繰り返し高周波電力を投与できるので、確実に凝固を行いつつ組織の炭化を防止し、組織の電極への付着を軽減できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の高周波焼灼装置の全体構成図。

【図2】高周波焼灼電源装置の構成を示すブロック図。

【図3】出力トランスの構成を示す図。

【図4】出力トランスを構成する各トランスの特性を示す図。

【図5】高周波焼灼処置する場合の高周波電力を繰り返し供給する場合の出力／一時停止の波形、組織温度及び組織インピーダンスの変化の様子を示す図。

【図6】制御回路による制御の流れを示すフローチャート図。

【図7】図6に示すように高周波電力を断続的に供給した場合の波形と組織インピーダンスの変化の様子を示す図。

【図8】第1変形例による高周波焼灼電源装置の作用の説明図。

【図9】第2変形例による高周波焼灼電源装置の作用の説明図。

【図10】第1変形例の高周波焼灼電源装置の構成を示

すブロック図。

【図 1 1】第 2 変形例の高周波焼灼電源装置の構成を示すブロック図。

【図 1 2】第 3 変形例による高周波焼灼電源装置の作用の説明図。

【図 1 3】本発明の第 2 の実施の形態における高周波焼灼電源装置の構成を示すブロック図。

【図 1 4】電力を継続的に供給した場合における組織温度及び組織インピーダンスの変化の様子を示す図。

【図 1 5】高周波電力を繰り返し供給する場合の出力／一時停止の波形、組織温度及び組織インピーダンスの変化の様子を示す図。

【図 1 6】第 1 変形例による高周波焼灼電源装置の作用の説明図。

【図 1 7】第 2 変形例による高周波焼灼電源装置の作用の説明図。

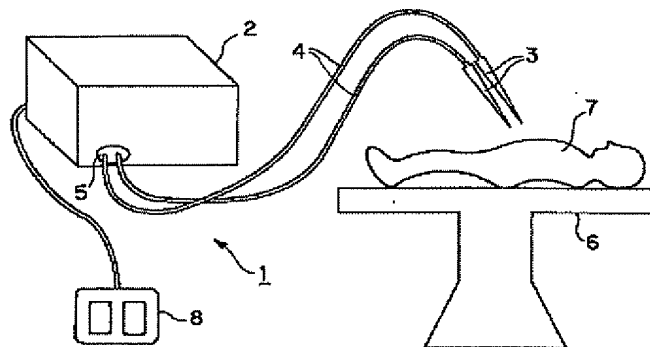
【図 1 8】従来例の高周波焼灼装置による処置する場合＊

＊の電力、組織温度、組織インピーダンスの変化の様子を示す説明図。

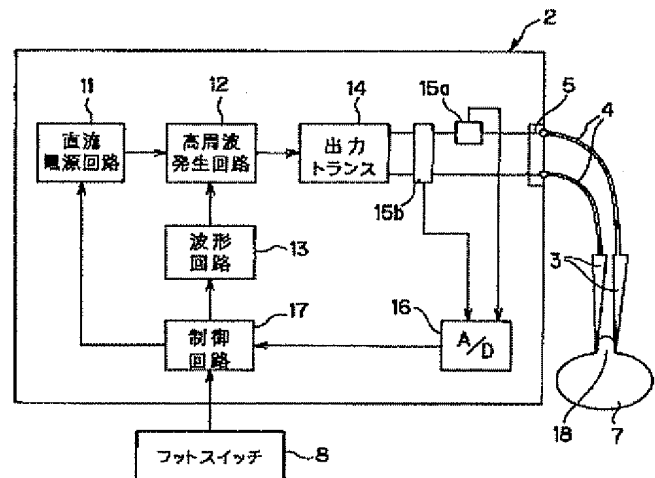
【符号の説明】

- 1…高周波焼灼装置
- 2…高周波焼灼電源装置
- 3…電極
- 7…患者
- 8…フットスイッチ
- 1 1…直流電源回路
- 1 2…高周波発生回路
- 1 3…波形回路
- 1 4…出力トランス
- 1 5 a…電流センサ
- 1 5 b…電圧センサ
- 1 6…A/D コンバータ
- 1 7…制御回路
- 1 8…生体組織

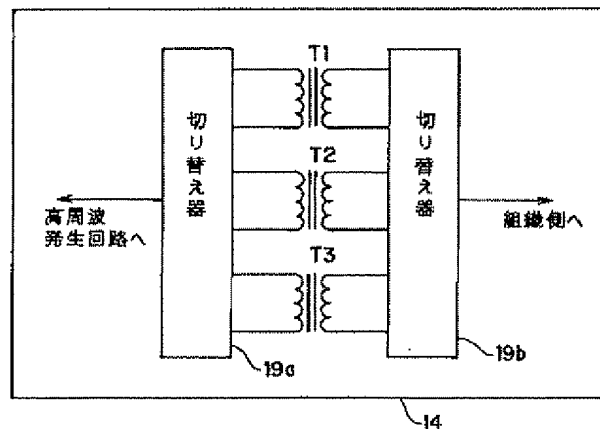
【図 1】



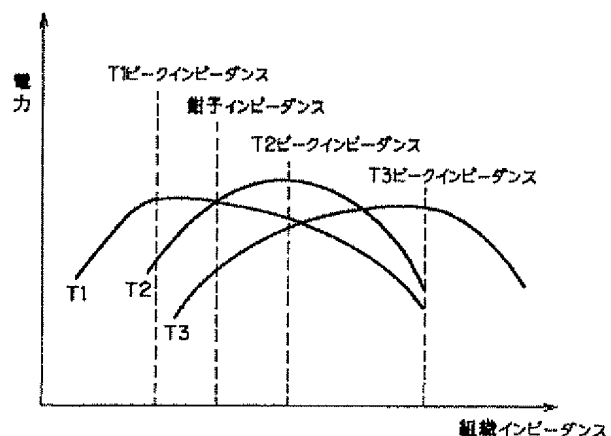
【図 2】



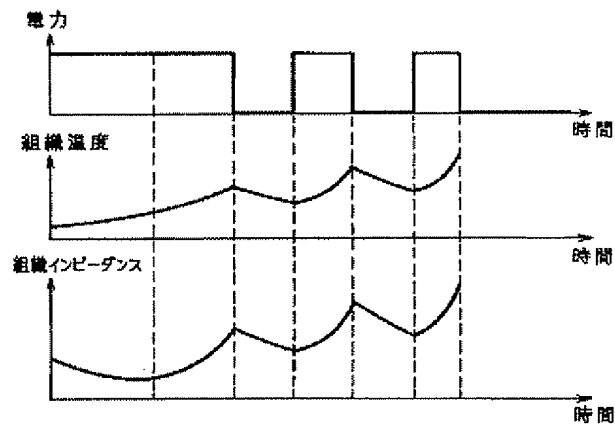
【図 3】



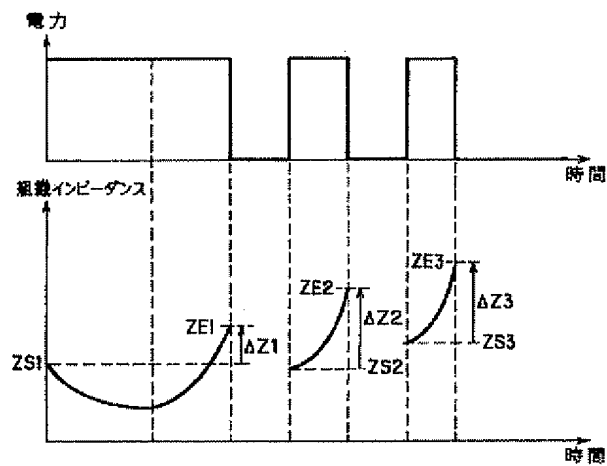
【図 4】



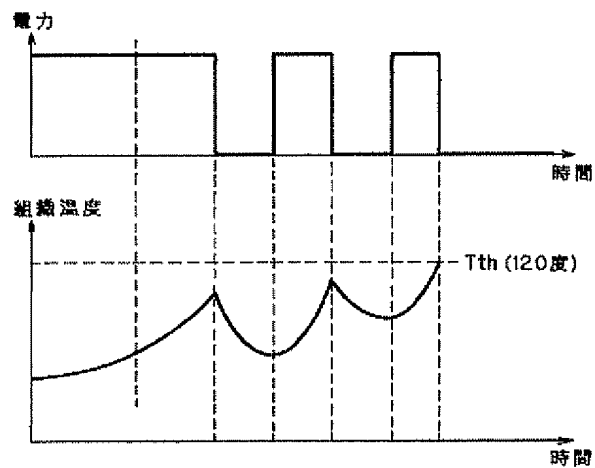
【図5】



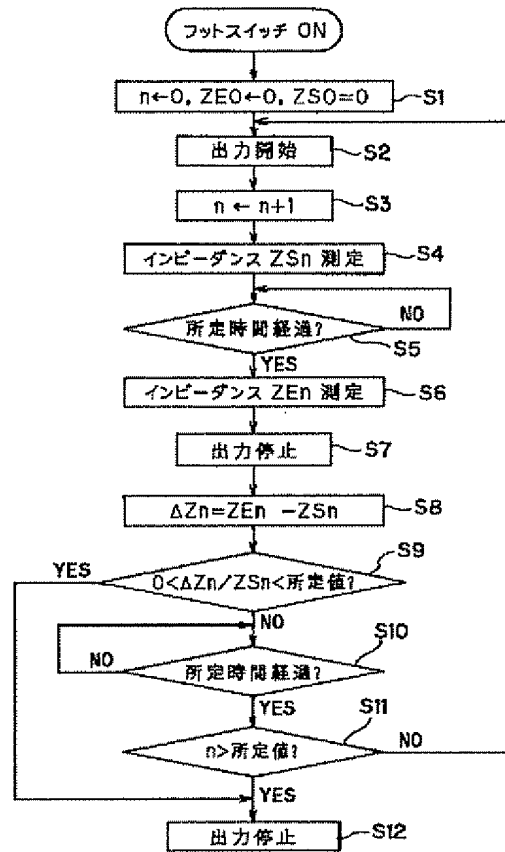
【図7】



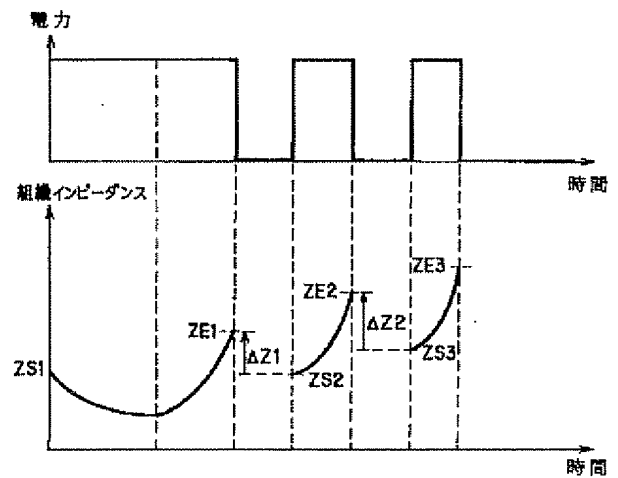
【図12】



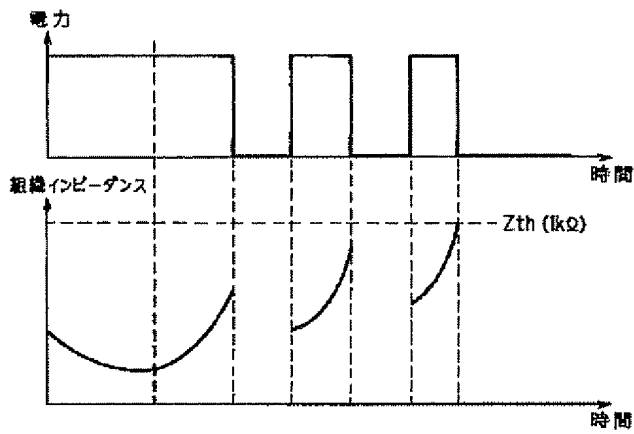
【図6】



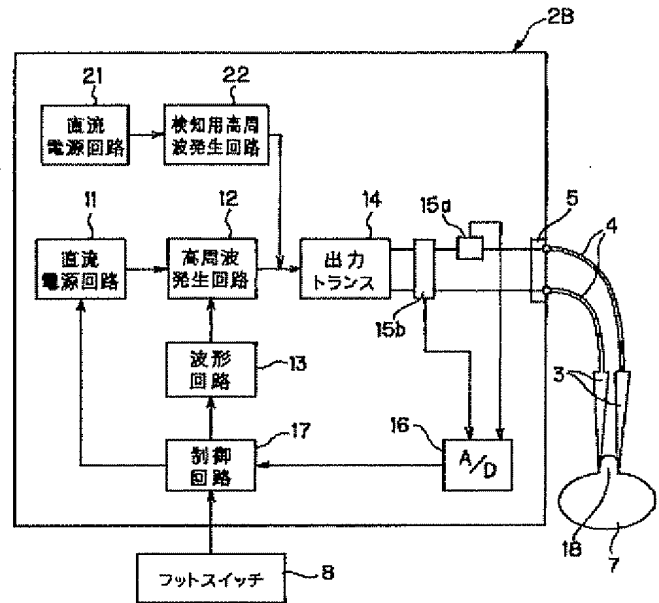
【図8】



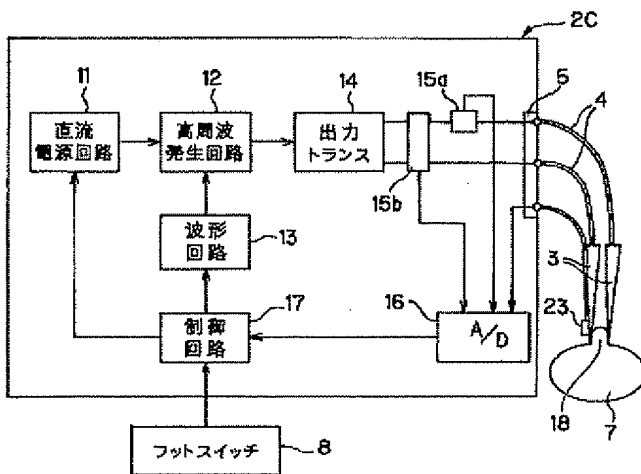
【図 9】



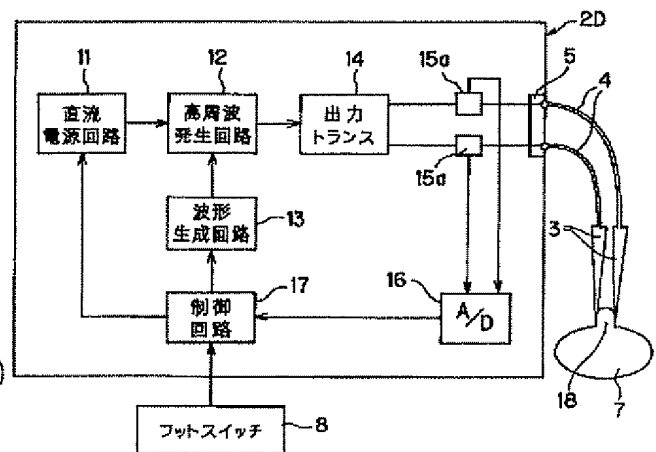
【図 10】



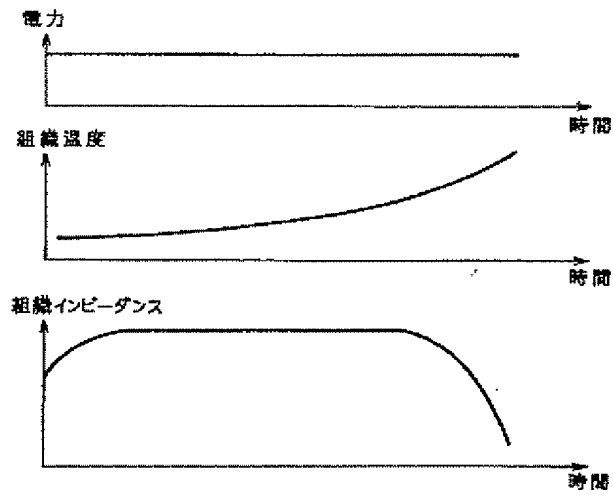
【図 11】



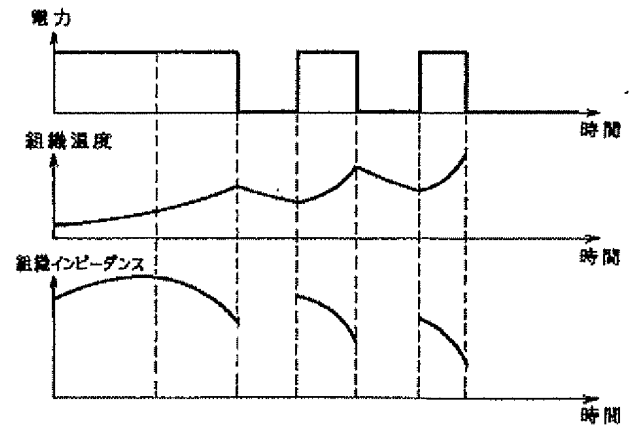
【図 13】



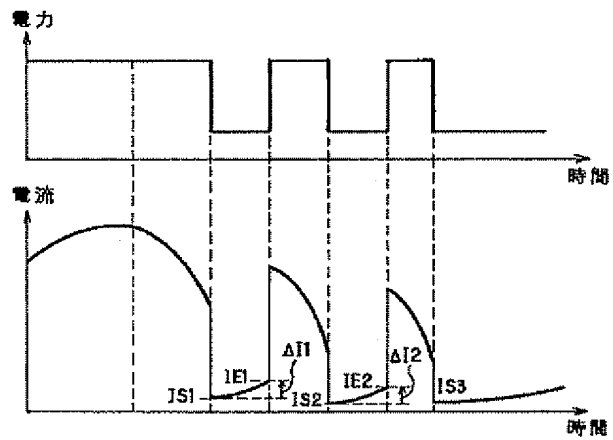
【図14】



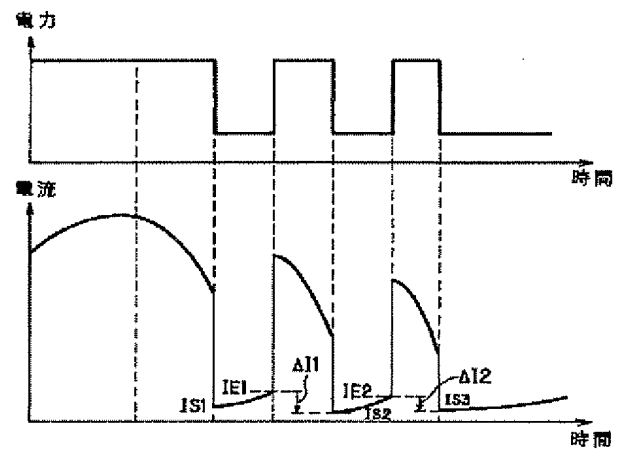
【図15】



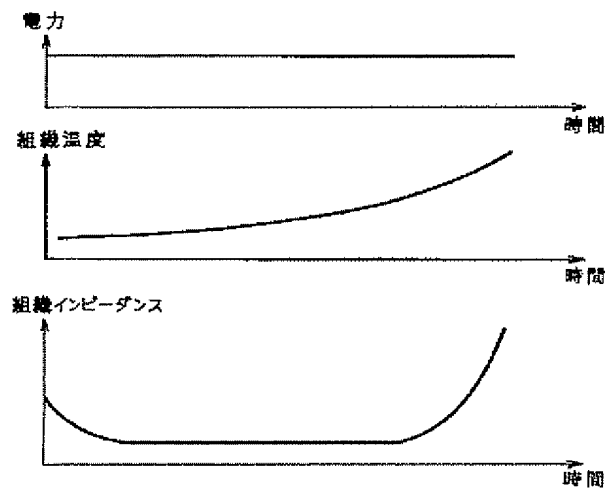
【図16】



【図17】



【図18】



フロントページの続き

(72)発明者 肘井 一也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 八田 信二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 山内 幸治

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内Fターム(参考) 4C060 KK03 KK04 KK10 KK23 KK26
KK47